

(11)Publication number:

2000-229078

(43) Date of publication of application: 22.08.2000

(51)Int.CI.

A61B 8/00

(21)Application number: 11-032380

(71)Applicant: JAPAN SCIENCE & TECHNOLOGY

CORP

(22)Date of filing:

10.02.1999

(72)Inventor: KANAI HIROSHI

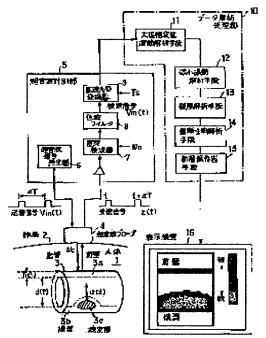
KOIWA YOSHIO

(54) VASCULAR LESION DIAGNOSITIC SYSTEM AND DIAGNOSTIC PROGRAM MEMORY STORAGE MEDIUM

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To precisely mensurate the physical characteristic of a blood vessel wall by analyzing the inner and outer surfaces of the blood vessel wall by a large amplitude displacement motion analyzing means under a limiting condition of making the sum of displacements in one beat of large amplitude displacement motion zero.

SOLUTION: An ultrasonic probe 4 is driven by an ultrasonic pulse of ΔT period to emit an ultrasonic beam into the body through a body surface 2. The ultrasonic beam is reflected by a blood vessel 3, and transmitted to an ultrasonic mensuration part 5 through the ultrasonic probe 4. Amplification, orthogonal wave detection and A/D conversion are performed there to form a detection waveform showing a tomographic data, which is then inputted to a data analyzing processing part 10. A large amplitude displacement motion analyzing means 11 analyzes the amplitude and phase of a wave detection signal Vm(t) under the limitation of making the



accumulation of displacements within one beat zero to determine the large amplitude displacement motion loci of the inner and outer surfaces of the blood vessel wall accompanied by the heart pulsation. According to this, stable images can be provided to perform a precise measurement.

LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

02.03.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

3398080

BEST AVAILABLE COPY

华帮 噩 **(2**) (19) 日本国各国本日(01 b)

公報(A)

特開2000-229078 (P2000-229078A) (11) 格許出顧公開番号

平成12年8月22日(2000.8.22)

(43)公開日

建罗尼中

8/00

A61B

(51) Int.C.

デーマコート。(物株) 4C301 8/8 A61B

全19 頁)

(21) 出資券号	体图平11-3238 0	(71) 出國人 396020800	396020800
			科学技術振興事業団
(22) 出版日	平成11年2月10日(1999.2.10)		婚玉県川口市本町4丁目1番8号
		(72)発明者	●井 本
			宮城県仙台市青葉区柏木3丁目3番25 一
			101年
		(72)発明者	小塔 海郎
			宫城県仙台市青葉区川内三十人町31
		(74) 代理人 100087147	100087147
			弁理士 長谷川 文廣
		Fターム(物	Fターム(参考) 4C301 EE20 JB23 JB24 JB29

血管液変物をシステムおよび物板プログラム配物媒体 (54) [発用の名称]

(57) [政告]

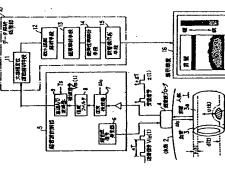
な厚さの拍動に伴う微小な変化や破れやすさなどの物理 【映图】 類動脈などの有筆にして、、有管脳の原形的 的特性を、超音波を用いて連続して精密に計測できるよ 35.43

故信号を検出して検放出力する超音故計刻部と、出力さ 体内の血管に向けて放射し、血管監から反射された組音 れた核液価争に魅力にた自衛の存在が解析するゲータ解 密にトラッキングして大板幅変位運動に重量されている 数小板彫の讽動斑면を求め、さらに自衛頭の内面および 外面における微小観動の運動速度の強から弾性率を算出 動ごとに元に戻るように正規化して、連続する拍動間で 生じる位置の揺れの除去を図っている。 超音波ピームを **析処型街とからなる。データ解析処理部は、心臓拍動に 払しく 血管腸の内面はよび外面の各大級幅效位運動を整**

뛼

【解決手段】 血管の大短幅運動における初期位置が拍

本発動の基本権反因



【糖水項5】 超音波を体内の血管に向けて放射し、由 質壁から反射される超音液信号を検液して得られる検波 信号の振幅および位相を用いて血管壁の内面および外面

グし、その際、血管壁の内面および外面の各大版幅運動 の各瞬時的な位置を決定し、心臓拍動に基づく血管翳の 内面および外面の各大板幅変位運動を精密にトラッキン 上記大板幅変位運動解析機能により得られた血管壁の内 の位置に基づき、該血管壁の内面および外面における大 の一拍の変位の和が零となるように補正する大根幅変位 面および外面におけるそれぞれの大振幅変位運動の順次

40

版幅変位運動に重量されている微小振動の運動速度を求 上記後小板駅解析機能により得られた血管脳の内面およ び外面における微小板動の運動速度に基づき、その差を

梅配2000-229078

8

と、を含むプログラムを格納した診断プログラム記憶媒 上記號厚解析機能により得られた血管艦厚の時間変化に 弘づき、核血管壁の海性母を求める翳弾性母解析機能

> し、血管壁から反射された組音液信号を検出して検波出 血管の特性を解析するデータ解析処理部とからなり、該

【請求項1】 超音被ピームを体内の血管に向けて放射

力する超音液計測部と、出力された検波信号に基づいて

[発明の詳細な説明]

[発明の属する技術分野] 本発明は、超音波を用いて、 [0000]

び外面の各瞬時的な位置を決定し、心臓拍動に基づく値

上記検波信号の振幅及び位相を用いて血管壁の内面およ

管壁の内面および外面の各大根幅変位運動を精密にトラ 上記大版幅変位運動解析手段により得られた血管號の内

ッキングする大振幅変位運動解析手段と、

面および外面におけるそれぞれの大振幅変位運動の順次 の位置に基づき、該血管監の内面および外面における大 擬幅変位運動に重叠されている微小振動の運動速度を求 上記徴小板動解析手段により得られた血管脳の内面およ

体内の動脈等の血質の病変を、非侵襲的計測によって診

断する血質病変診断システムおよび診断プログラム記憶 媒体に関するものであり、心臓の拍動による血管の大級 幅運動に重叠している微小な運動の速度波形を計測し て、血管内の粥೦(アテローム)のような局所的病変: 隋度良く検出可能にする手段を提供する。 10

てきている。実際、上記薬剤の投与では、血管の狭窄の と考えられてきたが、現在、世界中で使用されている高 指血症薬の臨床的検討から、アテロームの中味が破れや すいか、破れにくいかが問題であることが明らかになっ 程度がほとんど変化しないにもかかわらず、生存率の向 上や心筋梗塞の予防に劇的な効果が生じている。これ で、アアロームという自衛内階の狭路破突の通行に [0002] 心筋梗塞、狭心症、脳梗塞などは 20

面の各々について大坂幅変位運動の一拍での変位の和が

界となる制約条件で解析することを特徴とする血質病変 [欝水項2] 請水項1において、鹽厚解析年段により

影断システム。

得られた血管鹽厚の時間変化に基づき核血管鹽の強性率 を求める駿弾性率解析手段を備えていることを特徴とす [欝水項3] 鯖水項2において、鹽厚解析手段は血管 **嘘を構成する複数の層の各々ごとにその内面および外面** の微小振動の運動速度の差により弾性率を求めるもので

る血管病変診断システム。

5外面における微小板動の運動速度の差に基ムき、 血管 上記大板幅変位運動解析手段は、血管壁の内面および外

める微小複動解析手段と、

韓厚の時間変化を求める壁厚解析手段とを備え、

は、これらの異剤がアテロームの中味を組織的に安定化 ら、アテロームの中味の破れやすさを聞くる方法が求め られたが、X線CT、MR1、血管造影などの従来法で は、それは不可能であった。本発明は、超音波を用いて するからであると考えられている。このようなことか 任意の局所の血管壁の弾性率を遠隔計測することによ

り、アテロームの中味の破れやすさな影断可能にするも [0000]

30

彼ピームの放射位置を連続的に変化させて、血管壁厚の

とを特徴とする血質病変診断システム。

【精水頃4】 静水頃1ないし静水頃3において、超音 変化の断層像を作成する断層像作成手段を備えているこ

あることを特徴とする血管病変診断システム。

る冠動脈の狭窄が、血滑脂質を強力に低下させることに よって改善出来たという [参考文献1] に示す 1990 **寮現場への大きなインパクトとなり、最近の南脂血症に** 【従来の技術】近年の動脈硬化症診療の急速な発展のき **っかけとなった報告の一つは、アテローム(発瞳)によ** 毎の発症器の低下が認められるとされている。これは医 対する投棄量の増加は、わが国における医療費支出急増 年の臨床的な報告であろう。その後の大規模臨床試 **原の治療によった、脳動脈狭衛の減少が得られ、** よると、ほぼ2,3年間程度の強力な高コレス。

【0004】しかしながら脂質を低下させるというこの 治療法により得られる動脈硬化巣の変化は数10ミクロ ンレベル程度の微妙なものであり、血管病変の変化を正 **強に把握することは臨床的には困難であった。** の一因とさえなってきている。

[0005] これに対して心筋梗塞や突然死など、冠動 派疾患イベントについては、この治療法によって発症が 大幅に減少することがわかっている。これは、冠動駅狭 **発目体の改善が値かなものであるという事実との間に食**

20

とって時間積分し、血管整厚の時間変化を求める臨耳解

心筋梗塞などの発症は、アテロームによる直接的な **ポイントは、このアテロームを破れにくく安定化させる** ムに何らかの原因によって亀穀が入り、その部分への由 **桧形成が、一時的に血管内腔を狭窄/閉塞することによ** るのだろうと考えられている。 つまり 脂質低下治療法の **冠動脈の閉塞に起因するよりも、脂質に高んだアテロー** い違いがあるかのように兄える。しかし母近の解釈で ことにあるというものである。

や釈目標を虫とめると、1)血管の狭窄をきたすアテロ [0006] したがって、現段階における動脈硬化症の **一ムの道原予防、退縮を確認しながら最良の治療法を適** 択ずること、2)このブテロームが破毀しないように安 位化させること、そして3) 日本人に多い血管整結に対 しては、由清脂質の是正により異常な血管緊張(トーヌ ス)の改善を期待すること、であるといえる。

テローム研究を、非優饒的に、繰り返し、しかもミクロ [0007] このように、磐駅硬化値についたの最近の ンオーダで高精度に計測する年段のあることが不可欠で 1) 自衛内限の狭幅を目紙のイメージで根別する自衛通 影検査、MRTンギギグラフィーや、2)動脈硬化の粗 充分な特徴で非拠血的に遡返し得るものはいまだに報告 哲児に基ムへ治療符では、山管局所の動脈硬化おけびア あり、それがあって初めて、臨床上有効なものとなる。 が、周野原敷たるアテロームについたその答性についた 度を脈波速度から算出する方法などが報告されている しかし野原硬化の箇底にしいたの従来技術としては、

[0008] 一方、超音波診断に関する従来技術には改 のようなものがある。 されていない。

なる。また、変位故形には、数~十数日2程度の成分ま 心臓性や内部組織の短動の体数面から超音波を用いて計 例する方法が報告されている。組音波の対象からの反射 彼のRF(Radio frequency)信号のゼロクロス点の移動 時間から、対象の変位の計測を行なう。回路のクロック パスフィルタリングしたものであるから、変位液形に関 **速度破形に変換して考えると、計測緊差が大きいことに** 周波数を fetzと扱すと、その値に依存して、速度推定 には量子化酸楚が生じる。変位故形は、速度故形をロー でしか含まれないから、速度液形のように周波数スペク しては従来計割できていて既然が自立たないとしても、 [0009] RF信号に対するゼロクロス点検出独 トル解析を行なっても意味がない。

[0010] 茜鏡ドブッ形

表示する超音波動態自動計測装置であって、反射波の任 と、反射液のサンプル点における位相数を検出しこの位 スの反射液を受信しいの反射波に悪んいた組音波画像を 意時点における位相を検出する位相検出手段と、反射被 この技術に関しては、「参考文献2)を挙げることがで きる。この文献は、被検体に向けて発射した超音彼パル の任意位置のサンプル点を定めるサンプル点指定手段

栢瓷に対応する距離だけサンプル点を移動するサンプル 多動手段と、サンプル点の移動を追跡することにより被 後体の動態を自動計測しディスプレイに投示する動態計 則表示手段と、を備えた超音液動態自動計測装置を明ら

5位相登を検出しこの位相登に対応する距離だけサンプ **ナ点か移動したいるが、サンプケ点の関係は数百mヵm** であり、3.5MHzの超音波の生体内での波長が約50 [0011] この装置では、反射波のサンブル点におけ 0 ェロトもるから、それ以上にナンプラ点や笛かくした もあまり意味がない。いずれにしてもサンブル点間の距 離が数百ヵmであるから、この場合の変位計測の組さ は、このオーダになり、非常に粗いものとなる。

9

[0012] この変位計測による変位被形は、速度被形 関しては従来計測できていたとしても、遠度故形に変換 して考えると、計測解差が大きいことになる。また、変 位政形には、数~十数Hz程度の成分までしか含まれな いから、速度波形のように周波数スペクトル解析を行な **ネローバスフィルタリングしたものである。 政位徴形に** っても意味がない。

[0013]またこの装置では、速度液形を計測する際 に、超音波パルスを数個から十数個(N個とする)送信 分解能が悪く、パルス送信周波数PRFのN分の1の標 本化固液数で標本化した磁度被形しか得のれないことに シントを状めている。従って、得られた速度彼形の時間 して得られた反射彼をまとめて、その間の平均的ドプラ

[0014] パルス送波の位相偏移検出によるトラッキ

に、超音波ブローブとの距離が時間とともに大きく変化 する。これは心臓壁振動の計測に影響して、散差の要因 対象反射体までの距離が一定であるが、心臓壁板動の計 **徐米の白斑滋服のドブシ軒倒では、超音液プローブから** 資かは、拍動に争った、数位間が十mm以上整へため になっていた。 3

[0015] このため本発明者らは、〔参考文献3〕に 示す先の特許出願において、一定間隔で組音波パルスを 送出し、対象物から反射されたパルスの位相偏移を検出 して、これから拍野によって流動する対象物の位置を消 精度にトラッキングする発明を提示した。

Ş

[0016] これにより、損幅10mm以上の拍動に伴 う大協幅変位運動上の微小振動を数百日。までの周波数 帯域において10拍程度連続して十分再現性良く髙精度 に計測することが可能となった。

(参考文献1) Brown G, Albers JJ, Fisher LD, Schae fer SM, Lin JT, Kaplan G, Zhao XO, Bisson BD, Fitzp atrick VF. Dodge HT., "Regression of coronary art erydisease as a result of intensive lipid-lowering n," B. N. Engl. J Med., Vol. 323, pp. 1289-1298,19 therapy in men with highlevels of apolipoprotei

[畚曳文献2] 特開昭62-266040号公報 (出願

~

| 谷考文献3] 特開平10-5226号公報 (出願人: 科学技術版與事業団)

[0017]

の、任意の局所由管職についた、その内側および外側に |発明が解決しようとする課題||血管には、血圧の変化 は因して微小板動が生じる。この微小板動は、血管器 の内側から外側へ伝播する。そこで血質盤または血管壁 を構成する各層の内面および外面で振動を検出し、解析 めることができる。つまりアテローム(発掘)のような 血管の局所的病変部の破れやすさ/破れにくさを不安定 おける微小振動の運動波形を計測して、それぞれの運動 することにより、血管壁の厚さの時間変化と弾性率を求 性/安定性で表現すると、血管壁の弾性率が小さければ **るいとによった状めのれる。 ナなわち自転割の方向に生** じた微小複動の運動液形は、血管壁の弾性率を含む媒体 特性に応じた協幅、位相で血管翳の外側へ伝達されるか **彼形の版幅、位相がわかれば、その部位の血管盤の弾性** 不安定、大きければ安定であると診断できる。このよう な血管翳の弾性率は、血管翳の厚みの時間変化を解析す **率を求めることができる。**

は、その大板幅運動に重畳されている。しかも微小板動 によっては、微小振動の運動を直接計測することは実際 [0018] ところで血管は、心臓の拍影に応じた大版 そのため、従来のBモードやMモードの超音被診断装置 上不可能である。そこで本発明者らは、前述した参考文 り血管に向けて放射した超音液信号の反射液信号を検波 まず大振幅で運動している血管の逐次的位置を決定する トラッキング処理を行い、次にその決定された大振幅運 助の逐次的位置を基準にして、微小振動の運動を精密に **散3の特許出額において、超音波パルスドプラ方式によ** の版幅は、数十ミクロン以下であると考えられている。 するとともに、その検波信号の振幅、位相を解析して、 幅で運動しており、血流により生じる微小板動の運動 検出することを可能にした。

[0019] しかしこのトラッキング処理により各拍動 た場合、維音や異積鹍差により連続する拍動間で位置が における血管の大板幅運動の逐次的位配を決定していっ **留れてしまう現象が生じ、長時間連続して安定した計測** を行うことができなかった。

このいて、血管脳の局所的な厚さの拍影に伴う微小な変 [0020] 本発明の目的は、体内の斑動脈などの血質 **化や破れやすさなどの物理的特性を、超音波を用いて連** 焼して精密に計測できる血管病変診断システムを提供す 5ことにある。

[0021]

【課題を解決するための手段】本発明は、血管の大振幅 **興動における拍動ごとの初期位置が拍動ごとに元に戻る**

20

€

客屋2000-229078

5位置の揺れの除去を図るものであり、それによる本発 明の血管病変診断システムおよび診断プログラム記憶媒 ような正規化を行うことにより、連続する拍動間で生じ 体は次のように構成される。

組を液信号を検出して検波出力する超音液計測部と、出 タ解析処理部とからなり、放データ解析処理部は、上記 ムを体内の血管に向けて放射し、血管壁から反射された [1] 本発明の超音波病変診断システムは、超音波ピー 力やれた検疫値号に基心にト血管の体性を解析するデー 検波信号の短幅及び位相を用いて血管壁の内面および外 面の各瞬時的な位置を決定し、心臓拍動に基力へ血管壁 の内面および外面の各大挺幅変位運動を精密にトラッキ **放血管壁の内面および外面における大板幅変位運動に**度 量されている徴小版動の運動遊取を求める徴小版動解析 **手段と、上配徴小擬動解析手段により得られた血管壁の** ングする大級幅変位運動解析手段と、上記大級幅空 けるそれぞれの大坂幅変位運動の頃次の位置に 動解析手段により得られた血管壁の内面および

9

和が弊となる制約条件で解析することを特徴とするもの び外面の各々について大板幅変位運動の一拍での変位の 内面および外面における微小級動の運動波度の差に基力 え、上記大振幅変位運動解析手段は、血管壁の内面およ き、血管壁庫の時間変化を求める題厚解析手段とを備

- [2] さらに本第四の自節値強勢節シメテムは、信項
- の時間変化に熱力を数価額型の資料母を状める関節性母 (1) において、鹽厚解析平段により得られた由葡贈厚 [2] において、壁厚解析手段は血管壁を構成する複数 [3] おむに本発明の自知値姿勢形ツステムは、信風 解析手段を備えていることを特徴とするものである。
 - の層の各々ごとにその内面および外面の微小短動の運動 速度の差により弾性率を求めるものであることを特徴と するものである。
 - [1] ないし [3] において、超音波ピームの放射位置 [4] さらに本発明の血管病変診断システムは、前項 を連続的に変化させて、血管臨厚の変化の断層像 **する断圀像作成手段を備えていることを特徴と**・
- [5] 本発明の診断プログラム記憶媒体は、組音波を体 内の血管に向けて放射し、血管脳から反射される超音波 信号を検放して得られる検政信号の振幅および位相を用 いて血管壁の内面および外面の各瞬時的な位置を決定 である。 40
- し、心臓拍動に基づく血管壁の内面および外面の各大版 幅変位運動を精密にトラッキングし、その際、血管鹽の 内面および外面の各大版幅運動の一拍の変位の和が弊と なるように補正する大板幅変位運動解析機能と、上記大 版幅変位運動解析機能により得られた血管壁の内面およ び外面におけるそれぞれの大坂幅変位運動の順次の位置 に基づき、数血管腎の内面および外面における大板幅変 位運動に重量されている微小級動の運動速度を求める微

30

参配2000-229078

10

 $\Delta x (t + \Delta T/2) = \frac{\lambda \cdot \Delta \theta (t + \Delta T/2)}{1 + \Delta T/2}$

[0022] 図1に、本発明の基本構成を示す。

[0023] 図1において、1は、人体である。 [0024] 2は、体徴である。

血管壁の厚さh(t)、内腔の径 d(t)をもち、運動 【0025】3年、平道な袋の豊原などの自衛であり、

強度v(t)な被動したいる。

[0026] 3aは、自知の柜船である。 [0027] 3bは、血管の後弱である。

【0028】3cは、血管3に生じているアテロームな アの庶所語かわる。

[0029] 4は、組否故ピームの放射方向を変更して 一位範囲を赴査可能な超音波プローブである。 [0030] 5は、超音波計測部であり、超音波信号発 の原信号により直交検波し、低域フィルタLPF8を通 機器9を含む。超音故信号発生器6により一定の時間間 色音波プローブ4を駆動し、超音波プローブ4が検出し 生器6、道交検波器7、低板フィルタ8、高速A/D変 隔ATで角周波数wo の送信信号Vin(t)を発生して ずことにより、複液信号Vm(t)を得る。検液信号V m (t) はさらに高速A/D変換器9によりデジタル値 た反射波の受信信号Vout (t)を直交検波器7でwo 9形式に疫機されて出力される。

[0031] 10は、コンピュータなどのゲータ解析処 母形式の検疫信号 Vm (t)を解析処理して血管3の大 照師であり、組音波計測部5から出力されたデジタル値 綏幅変位、微小版動、血管鹽厚の時間変化、弾性率等を 水め、処理結果を断層像等で画像出力する。

組音故計別部5から出力された検戒信号Vm(t)の擬 き血管盟各層の微小版動の変位運動は、画像を安定化す るため、心臓の一拍ごとに元の位置に戻るように、一拍 [0033] 12は、微小擬動解析平段であり、血質鹽 幅と位相とを解析して、心臓拍動に伴う、血管壁の内面 と外面あるいは血管盟を構成する各層の面の大嶽幅変位 運動の軌跡を決定、つまりトラッキングを行う。このと [0032] 11は、大版幅数位運動解析手段であり、 内の変位の異種を葬とする制約のもとで解析される。

されている徳小振動の運動速度を、位相の変動に基づい [0034] 13は、盟厚解析年段であり、自管盟の内 の内面と外面あるいは各層の面の大擬幅変位運動に重量

[0035] 14は、鹽弾性率解析手段であり、血管鹽 もるいは各層にとの厚さの時間変化に基づいて、血管器 あるいは各層ごとの弾性率を算出する。

【0036】15は、断層像作成手段であり、超音波ブ ローブ4による超音徴パームの放射方向を観約して所定 ついて、断層像あるいは立体像を作成し、1.6の表示装 の空間を赴査し、血管壁あるいは各層の厚さや弾性率に 置に表示出力する。

法を例示したものである。図2の(a)は組音被ビーム 図2の(b)は超音波ピームを顕形に綴るように制御す るものである。これらの走査方法を適宜利用することに 【0037】図2は、超音被ブローブによる空間走査方 [0038] 図1の接示装置16の画面には、このよう にして血管を超音波ピームにより走査して得られた断層 像の例が表示されている。本発明により解析された結果 の血管の各部位の組織の硬さ(弾性率)が、そのレベル を平行移動するように制御して走査を行うものであり、 より、血管を含む任意の空間を走査することができる。 に応じたカラーで容易に限別可能にされている。 01

【0039】次に本発明による血管の変位運動解析処理 の基本原理について群述する。

20

本発明では、送信組音彼パルスに対する受信組音波パル スのパルス位相偏移を検出して、対象物の変位量を求め る。図3に、本発明による血管鹽の微小変位変化液形計 (1) 反射波の位相偏移検出によるトラッキング法 営の敵器やボナ。

周期の超音波パルスにより駆動されて、超音波ピームを 体表2から体内に向けて放射する。放射された超音波ビ [0040] 図3において、組書徴プローブ4は4Tの れ、反射液は超音波ブローブ4で受信される。受信され た反射波の組音液信号は超音液計測部 5 内で増幅された あと道交検波され、検疫信号はサンプリング周期Tsで ームは、速度v(t)で複動している血管3で反射さ A/D変換されたあと、断層データを示す検液被形y

30

(t+AT/2)を被出し、対象物が、AT秒配に移動 【0041】データ解析処理部10では、時刻もにおけ △T砂後のパルス法信彼に対する反射波の1直交検波波 形y(x:t+AT)に困して、その間の位相偏移Aθ つの時刻もとも+△Tの中間の時刻を示すが、この区間 の平均値をこの中間時点の値で代表させることを意味す る対象物からの反射液の直交検波液形y(x;t)と、 (x:t) としてデータ解析処理部10に入力される。 した距離を算出する。ここで、(1+ΔT/2)は、

/2) に対応した移動距離 V x (t+AT/2) は次式 【0042】移動距離が液長1のときに、ちょうど位相 が土2ヵだけ価格するから、位相価移がAB(t+AT

|0044| なお2行目の式は、媒質中での超音波の波

*に対する反射波の直交検波波形y(x; t + △ T)に関

 $\widehat{\Xi}$

c · A Ø (t + A T / 2)

(2) 位相偏移の高精度検出 ることによっている。

艮1が、音通こを超音被周波数 foで割った値で表され

心臓壁の一拍の中での変位の大きさは、数mm~十数m **ロであり、動脈壁においても、大きい個所では、数nn** ある。しかし、例えば、類動脈における壁の一拍での厚 み変化は、鍵常者の場合数十 n m しかなく、高齢者・助 **脈硬化症患者ではさらに厚み変化が小さい。**

は、180度あることになるが、頸動脈では、一拍の中 z、普選c=1500m/sとずれば、被長1=200 2) が100μmをれば、その二つのパルス間の位相整 での最大の厚み変化が数μmであるから、一拍での位相 偏移の和は、18度以下である。一拍を1秒間とみなす と、その間に数千回のパルスを送信受信してから、1回 当たりの位相偏移は、18度のさらに数千分の1しかな い。そのため、位相偏移は、高精度に検出する必要があ り、位相偏移を求める際に、雑音に対して強くするため で、後述する数2の式(2)以下に述べる式の最小2乗 に、時刻 t と時刻 t + 4 T の 2 つの改形が、振幅は変化 [0045] 例えば、超音液隔波数 fo = 7. 5MH せず位相と反射政位置のみが変化するという制約の下 盤合を行なって、その間の位相偏移A8(t+AT/ ロ田となる。したがって、移動距離∆×(t+∆T/

の直交検液液形y(x;t)と、AT秒後のパルス送波 * 図3に示すように、時刻もにおける対象物からの反射被 (3) 血管壁の微小変位と速度液形の計測

α (∇θ (θx); δx)

の差の二乗平均値(整合調差)を考える。反射液の検波 嵌形 (模殊徴形) のモデルを図4の例のように考えたと きに、図5は、それらに関する整合観登の値が被形間の ずれΔ×(t+ΔT/2)=6×について変化する様子 整合の際に、位相の変化だけを許すことにする。これに よって、図5(b)に示すように、英値 6, =-5での み唯一の最小値をとるようになる。これは二つの波形間 の変化の自由度を減らすという点で、雑音に対しても強 対して、いたるところ最小値をとってしまう。そこで、 を示している。通常の整合陶瓷の定義では、整合g め、図5(a)に示すように真値 8× =-5以】 に、位相と擬幅の両方が変化することを許して 20

(x;t)を示し、(b)は時刻(t+AT)における [0046] 図4において、(a) は時刻もの信号y くしたいる。以下、図4、図5について群消する。

には対象が、8× だけ移動したと仮定すると、検徴故形 y (x;t) とy (x+8x;t+AT) に関して、板 のとすれば、2つの液形間の整合をとったときの整合路 [0047] 複数故形y (x:t) に対して、A T 秒後 幅は変化せず位相のみが、4 g (5x) だけ変化したも **籀α (Δθ (δx) : δx) は、次式で与えられる。** ークは嵌載成分、×セークは個数成分や示す。

次の倡号y(x; t + ∆T)を示している。また、□マ

30

 Σ xer | y (x+ δ_x ; t+ Δ T) - exp ($\Delta\theta$ (δ_x) | y(x;t) | * Σxex (|y(x+δx;t+ΔT) | x + |y(x;t)| 2 } /2 3

値をとる。 [0049] ここで、×∈Rは、飯板Rの範囲の×に図 かも知れない。したがってそのパワーを正規化するため (b*); b*)を最小にするb*を求める必要がある に、被形の区間R内に含まれるパワーが変化してしまう に、数1(式(1))の右辺は、分母の2つの被形の中 が、ðxだけ液形y(x;t+4T)を移動させたとき して和を計算する意味である。この整合誤差α(Δθ 込パワーが置っている。

【0050】次に図5は整合観差の値の8xに関する変化の様子を示す。図中の(a)は、整合の際に位相と観

=-5以上の値に対して、いたるところで最小値をとっ てしまう。また図中の(b)は、整合の際に位相の変化 だけを許した場合であり、真値 δェ =-5で唯一の最小 幅の両方が変化することを許した場合であり、真値も*

[0051] あるbx に対して、式 (1) を最小にする Δθ (δx) を状めるために、α (Δθ (δx) ;

8x)を、40(8x)で配繳分した式を幹とおくこと によって、α (Δθ (δ*) : δx) を最小にする最適 たムの (5x) は、 20

5

[0043]

とって、血管壁あるいは各層ごとの厚さの時間変化を求

而と外面あるいは各層の面の微小級動の運動速度の差を

20

-9-

特開2000-229078

6

(2 a)

ŝ $C(\delta_x) = \sum_{x \in R} y^*(x;t) \cdot y(x+\delta_x;t+\Delta T)$ * [發3] と得られる。ここで、C(6x)は次式で与えられる。

 $\exp \left(\int \Delta \theta \left(\delta_x \right) \right) = \exp \left(\int C \left(\delta_x \right) \right)$

を用いると、この区間ATでの平均的速度 ※を算出する。その結果得られた 変更してその都度求め、その中で最小の整合概整となる 10 v (t+ΔT/2) Δθ (δχ) [0053] また、くG (bx) は、複葉数G (bx) [0054] さらに上記の液算を、ある範囲内で 5xを の位相を表す。*は復発共役を表す。

3 を吹式によって算出できる。 [0055] [数4] \$ (8.)

> と、そのときの Δθ (δχ)

20. AT

Δx (t+ΔT/2) [0058] を状める。 [終2] ★の役位表 20 【0056】ここでΔTはパルス送信閒隔、∞。 = 2 π f。は送信した超音波の角周波数、cは音の伝搬速度を [0057] さらにこの滋度値

9 $\Delta \times (t + \frac{\Delta T}{2}) = v (t + \frac{\Delta T}{2}) \times \Delta T$ にATを掛けることによって、時間ATにおける対象物★

に加えることによって、次の時刻における対象物の位置 な【0061】を前の時刻 t における対象物の位置 x (t) 9 を仮想的に予測できる。 [0062] $x (t + \Delta T) = x (t) + \Delta x (t + \frac{\Delta T}{2})$ 430 [数7] Ŷ (t+∆T/2) [0059] この斑位書 [0900]

る中弦の場合が約15mm程度であるのにくらべて、空 歯便が0.001m/s、4T=160μsのとき、変位 幅は0. 16μmとなり、従来のゼロクロス点検出によ いのよかにした、このの徴形にしょた『敬格は教代中学 位相と反射彼位置のみが変化する』という制約の下で最 小二味整合を行って、その間の位相偏移49(t+ΔT [0063] これが、トラッキング軌跡×(t) となる。 /2)を高精度に検出するための処理を次に説明する。 [0064] 図3と図4に示すように、檢徴徴形y 間分解組を数十倍以上に向上できる。 (4) 位相殻の第出の高精度化

◆ i 番目の送信破に対する受信被形の検波被形の中で、直 し、簡単に複雑ペクトルv′ - と数す。同様に、(i+ [0065] 梭桜桜形y/ i とy/ i+i に関した、版幅 は変化せず位相のみが、4g; だけ変化したものとすれ 1)番目の送信彼に対する受信彼形の検彼彼形 v (x: t+ △T)の中で、直前の対象物の位置を中心とする幅 前の対象物の位置を中心とする幅±△の区間の成分と ± 4 の区間の成分を、複奪ペクトルy′ い と数す。 ば、二つの被形間の整合をとったときの整合顕鋭。 は、次式で与えられる。 \$

 $\alpha_i = \frac{y'_{i+1}}{|y'_{i+1}|} - e^{i\Delta x_i} \cdot \frac{y'_i}{|y'_i|}$ ΔT/2) だけ移動したと仮定する。y (x:t)を、◆ (×; t) に対して、AT砂袋には対象が、A×(t+

(7 a)

[0066]

[数9]

(4 L) $\Delta x_i = \frac{c \cdot \Delta \theta_i}{1 + c \cdot \Delta \theta_i}$ $2\pi f$

ように計測する必要がある。このような計測方法は、ト

2

拍での変位変化波形・厚み変化の異積が、必ず弊になる ラッキングを行わないこれまでの装置には必要のないこ [0072] このため本発明では、変位運動の解析に際

とためった。

して一拍での異様変位を奪にする制約を導入す は、一拍の中でのパルスの送信回数をF回とす。 番目の変位 A x: に関する一拍全体での和で与えられる

F番目までの変位xf が零になることで表される。

[0073]

[報10]

(5) 一拍での累積変位を奪にする制約の導入

の変位改形×1 (t)と外膜側の変位改形×2 (t)と* [0070] 例えば、図6に示すように、心包図のR被 から次の拍のR波までの計測で、超音波プロープと計測 部位の位置関係が全く変わらなければ、一拍の中の変位 や厚み変化は、元の値に戻る必要がある。頻動脈などの 壁の変位は、一拍中で数mm程度であるが、壁の内膜側

を用いたときの、F個の各パルスに関する位相偏移決定

の整合段差点:の総和なを次式で定義する。

[0075]

[0074] したがって、この制約を入れて、式 (2)

 $x_t = \sum_{i=1}^{L} \Delta x_i = \frac{c}{2\pi t} \cdot \sum_{i=1}^{L} \Delta \theta_i = 0$

 $\sum_{i=1}^{p} \left| \frac{y_{i+1}^{i}}{|y_{i+1}^{i}|} - e^{i\Delta t_{i}} \cdot \frac{y_{i}^{i}}{|y_{i}^{i}|} \right|^{2} - \gamma' \cdot \frac{c}{2\pi f_{0}} \left(\sum_{i=1}^{p} \Delta \theta_{i} \right)$ (7 d)

[0076] ここで、v′は、ラグランジェ末定乗数で あり、上配の制約を右辺第2項目に示している。 [0077]

[0018]を改めて2ッとおき直し、また、 [0079] [教13]

[0080] を、改めて単位ベクトル [0081]

Y.+1 ,

[数14]

[0085] とおくことによって、次のように簡単に表

[0086] [数17]

181

17

は、各ペクトルの長さ(ノルム)を投し、各々の項を単

2

【0067】ここで、左辺の第1項目と2項目の分母

*の間にはほとんど差がなく、その間の差、すなわち、煇 (t) の計測を行う必要が生じるから、上記の累積製差 が混入したときに、一柏の変位の和や厚み変化の累積に よりサブミクロンのオーダの精度で元の位置に戻さなけ ればならない。 したがって雑音を低減するためにも、一 み変化∆ h (t) は、一拍中で最大十数ミクロン程度し 【0071】頸動脈などでは、数μmの厚み変化4h かない。 おくことによって決定できる。したがって、1番目のパ ルスと(i+1)番目のパルス間の位相偏移4gi を用 れるパワー正規化している。数8(式(7g))を最小 にするABiは、aiを、ABiで偏微分した式を躱と いて、その間の疫位 V×! は、数 1 (式 (1)) によっ **立長さのベクトル(単位ベクトル)にして、故形に合ま** [0068]

特開2000-229078

8

[0069] で与えられる。

ように小さい場合には、18度のさらに数千分の1しか ない。したがった、一拍の中で、いれのの値に関した数 み変化故形には誤差が入りやすく、画面上で故形がぶれ 2回のパルス送受信で算出される位相偏移が、前述した 午回の和をとることによって得られる変位変化被形や厚 て見にくくなる原因となる。 [数11] $\lim_{t \to 0} \alpha_i - \gamma' \left(\sum_{i=1}^{p} \Delta x_i - 0 \right)$

[0082] [数15]

<u>```</u> | <u>```</u>

[0083]を、改めて単位ベクトル

[0084]

[数16]

6

'n

 $\begin{array}{ll} \alpha &=& \sum_{i=1}^{p} \left| V_{i+1} - e^{i\Delta t_i} \cdot y_i \right|^2 - 2\gamma \left(\sum_{i=1}^{p} \Delta \theta_i \right) \\ &=& \sum_{i=1}^{p} \left| \left| V_{i+1} \right|^2 + \left| y_i \right|^2 - e^{i\Delta t_i} \left(y_{i+1} \right)^T y_i - e^{-i\Delta t_i} \left(y_{i+1} \right)^T y_i \right| - 2\gamma \left(\sum_{i=1}^{p} \Delta \theta_i \right) (7 \circ) \end{array}$ $\left| \left| \mathbf{v}_{i+1} - e^{i\Delta t_i} \cdot \mathbf{v}_i \right|^2 - 2 \gamma \left(\sum_{i=1}^p \Delta \theta_i \right) \right.$

* [数19] [0087] ここで、・ は複算共役、「 はベクトルの転

置を数す。この式のaを、F個の (Δ 8) } とッに関し

01 相偏移が一度に決定できると同時に、廃位被形が得られ て最小化することによって、一拍金体にわたる最適な位

[0092] は、A* i である。ただし、

 $(\boldsymbol{v}_{i+1}^{\bullet})^T\boldsymbol{v}_i$

[0088]数17 (共(7e))の中の

[0089] [81]

y; Ł y;+1 [0093]

[数20]

[0094] は各々は単位ペクトルであるから、 | Ai

|=1である。これらを用いると、αは、 [0095] [数21] [0090] 杢、複雑粒数Ai とおくと、

[0091]

 $\alpha = \sum_{i=1}^{p} \left[|y_{(i+1)}|^2 + |y_i|^2 - e^{i\Delta t_i} A_i^2 - e^{-j\Delta t_i} A_i \right] - 2\gamma \left(\sum_{i=1}^{p} \Delta \theta_i \right)$

[0003 % [数22] [0096] と簡単に丧される。数21 (式 (7 f))

を最小にするF個の(△8))を求めるために、aを、

Δθ: とッで保数分した式をそれぞれ等とおく。

 $\frac{\partial \alpha}{\partial \Delta \theta_i} = -j A_i^a e^{j \Delta \theta_i} + j A_i e^{-j \Delta \theta_i} - 2 \gamma = 0, \quad (i = 1, 2, \dots, F)$ $-\frac{1}{2} \cdot \frac{\partial \alpha}{\partial \gamma} = \sum_{i=1}^{n} \Delta \theta_i = 0$

ê 6

*[0102]をXIとおくことによって、 [0103] [0098] 教22(共(8))の周辺元 [6600] [数23]

 $A_i^*X_i^2-j2\gamma X_i-A_i=0$ [数25] 20

9

[0104] というX: に関する2次方程式が得られ

る。この解X: は、 [0105]

[数26]

 $\widehat{\Xi}$

R. = 610, = 17 ± V/4/2-73

1000

[0100] か掛けて、おらに、

[0101]

[数24]

[0106] と得られる。ここで、A! はノルム1の複 40 [0108] とおくと、 [0109]

茶紅数である(| A! |² = 1) から、 [0107]

[数28]

41 = 6.01

2

梅国2000−229078 (£3 * [0111] [数29] 9 $e^{j\vec{\Omega}_i}A_i^* = \pm\sqrt{1-\gamma^2+j\gamma}$ [0110] ここでは、二つの解が得られているが、そ の各々を数21(式(1 f))に代入してみる。

[0112] であるから、 [0113]

5-168, A1 = (e140, A;

(14)

 $\alpha = \sum_{i=1}^{p} \left[|y_{i+1}|^2 + |y_i|^2 \right] \mp \sum_{i=1}^{p} \left[2\sqrt{1-\tau^2} \right] - 2\tau \left(\sum_{i=1}^{p} \Delta \theta_i \right)$ [0114] が得られる。これらの関係を用いると、数 ★ [0115] 21 (式 (71))のaは、

<u>:2</u>

4 [0117] [数32] [0116] と殺される。したがって、数28 (式 (1 2))の2解の中で、上側の解のみが、整合闕差を最小

 $e^{j\vec{\Omega}_1} = e^{j\theta_1} \left(\sqrt{1-\gamma^2} + j\gamma \right)$ 化できることがわかる。

(16)

◆ [0119] [数33] $\exp\left(j\sum_{i=1}^{p}\Delta\theta_{i}\right)=\prod_{i=1}^{p}\exp\left(j\Delta\theta_{i}\right)=1$ [0118] さらに、数22の式 (9) の制約を用い る。この式の両辺の虚数の指数を計算すると、

[0120] この式の左辺に、数32 (式 (16))の * [0121]

3

 $\prod_{i=1}^{L} e^{i\theta_i} \left(\sqrt{1-\tau^2} + j\tau \right) = \exp\left(j \sum_{i=1}^{L} \theta_i \right) \left(\sqrt{1-\tau^2} + j\tau \right)^L = 1$ [数34] 解を代入することによって、

(18

[0126] TASMS. [0127] [数37] [0122]となる。ここで左辺第2項の複楽数 1-7 + 17 [0123] [数35]

[0128] が成り立ち、 【0124】を、その位相角をGで表して、exp(j Ω) と配述すると、

(19)

 $\exp\left(j\sum_{i=1}^{F}\phi_{i}\right)=\exp(-j\Omega\times F)$

[0125] [数36]

[0129]

[数38]

6 [1 -7 + 17] =exp(10×F) 0-1

-9-

Ξ

$$\Omega = \tan^{-1}\left(\frac{\gamma}{\sqrt{1-\gamma'}}\right)$$

$$= -\frac{1}{P}\sum_{i=1}^{P}\phi_{i}$$

$$= -\frac{1}{P}\sum_{i=1}^{P}\mathcal{L}A_{i}$$

[0130] と得られる。ここで、LAI は、複類数A 10* [0132] は、 [0133] の位相角を殺す。この式から、数16(式(7f))

の制約付き最小二聚整合における、Dまたは、ラグラン ジェ米厄果数ッを一貫に決定できる。この4を用いれ ば、数32 (式 (16))の

[0131] (数39)

60

は、一拍中での瞬時吸位(Δ×1)、(i=1, 2, · [0136] で与えられる。この数41の式 (22)

・・, F) の和が弊となるように、すなわち、そのパイ て、倒約付き最小二聚整合が適成できることを意味して アスが撃となるように位相偏移を決定することによっ

の間の対象物の平均的速度 [0138] [数42]

[0139] を次式 (23) によって算出できる。 [0140] [数43]

 $0\left(t + \frac{\Delta T}{2}\right) = \frac{\Delta \Xi_t}{\Delta T}$

S [0143] で決定できるから、1番目パルス送信時点 における位置 [0144] [数45]

[数40]

(20)

[0134] で決庇できる。したがって、数9 (式 (7 b))の変位 4×1 は、

[0135]

[数41]

 $= \frac{c}{2\pi f_0} \left(\mathcal{L} \left(\boldsymbol{y}_i^{*T} \boldsymbol{y}_{i+1} \right) - \frac{1}{F} \sum_{i=1}^{F} \mathcal{L} \left(\boldsymbol{y}_i^{*T} \boldsymbol{y}_{i+1} \right) \right) \quad (2 \ 2)$

[0146]

[数46]

【0137】また、△Tをパルス送信閒隔とすると、そ 30 【0147】を加えることによって、i+1番目パルス [0148] [数47]

Ŷ (t+∆T/2)

(53)

[0141] |番目と;+1番目のパルス間の変位を [0142] [数44]

(51) Ωθ; = φ;+Ω

[0145]に、この微小変位

送信時点における対象物の仮想的位置 \x\2

\<u>:</u>

[0149] が予選できる。 [0150]

1111日11十八五 [数48]

[0151] これが、トラッキング軌跡×(t) となる。

9

図6に示すように、白笛鵯の陣みh(t) における陣み変 化ムト(t) は、外膜 (adventitia) 側の変位×*d(t) と (6) 血管の内径、厚みの時間変化算出の処理 内膜 (intima) 側の変位×in(t) の差 x in (t) - x . 6 (t)

で安される。したがって、血管壁の外膜側、内膜側それ を算出し、それらの옆をとることにより、血管壁の厚み それについて瞬時変位変化被形 A x nd(t) , A x in(t) 変化 Δ h (t) が次式によって求められる。

=

敷される。したがして、血管前鹽内腔面、血管後脳内腔 * 司様に血管内腔直径 9 (t) の変化 A d (t) は、血管前壁 (anterior wall)内腔面の変位x。(t) = x in(t) と血 普後號 (posterior wall) 内腔面の変位 xp (t) の苺で Δ h (t) = x in (t) - x ed (t)

式 (25) の厚み変化なh(t) は,拡張期末期における。 値を0と散定すると、収縮期に圧力被が到来し、血管内 る。また、厚み変化Δh(t)はその短幅が十数μm程度 $\Delta d(t) = x_{\mathfrak{p}}(t) - x_{\mathfrak{s}}(t)$ であること、時間的に変化していることなどから、超音 彼診断装置におけるBモード像またはMモード像を用い 腔が膨らんで翳の肉厚が薄くなるにつれて角の値とな

10

次に、図7を用いて、血管壁の弾性率Eの質出処理を脱 (1) 血管壁の海性率圧の算出の処理 て計測することは不可能である。

D4 を計劃し、(3)式によって状められた血衝脳の厚 み変化 Δ h (t) の hø に対する比の値によって、径方向 はMモード像から拡張期末期における最低血圧時の翳厚 [0154]まず、超音液診断装置のBモード像もしく の増分ひずみ Δ gr (t) を次式 (27) で算出できる。 [0155]

 $\Delta c_{\epsilon}(t) = \frac{\Delta h(t)}{h_{\epsilon}}$ |教49]

(t) 、応力をp(t) とすると、次式 (28) で扱され [0156] - 般に、弾性率E(t) は、ひずみ量を s

[0157] [数50]

 $E(t) = \frac{\partial p(t)}{\partial \Delta c_{\epsilon}(t)}$

内圧に相当し、上腕カフ圧を用いる。これは、時刻 t に 計削する手法がないため、本手法では、拡張期末期の血 圧ps が最小となる時点と収縮期の血圧p。が最大とな [0158] 応力p(t) は単位面積当たりの力で、血管 おける瞬時の弾性率臣(t) であるが、非優襲的に内圧を る時点の間で平均的な弾性率日を次式(29)で算出す

 $E = \frac{p_* - p_d}{\Delta c_{max}}$ [0159] [数51]

(53)

【0160】 ここで、△ cmax は、ひずみ曲の最大値で ある。この弾性率Eは、血管壁が硬くなれば大きくなる

20 幅、 0まり 2~3 mm 髄度 であるのた、 数 mm~十数 m [0161]また、本計測によって得られる血管長軸方 向の空間分解能は超音液ピームの焦域におけるピーム ため、壁の弾性的特性を評価するための指標となる。

る。しかし、このステイフネスパラメータBは由街街の 変化をもとに算出されるため、血管膣の円周全体の平均

(12)

・面の瞬時変位変化波形∆x。(t) = Δxin(t) とΔxp

(25)

参照2000-229078

(1) をそれぞれ計測し、その差を求めることにより、由 nといわれる動脈硬化の初期病変を診断するに十分な空 間分解値を有していると言える。したがって、本計測に よって得られる弾性帯Eは、動脈硬化早期診断の指標と 質内腔直径変化△d(t) は次式で算出できる。 (5 6) [0153]

図8は、本発明診断システムを用いて30歳代~60歳 代の健常者の甄凱脈を計測した結果を倒示したも (8) 本発明診断システムによる計画の具体例 して期待できる。

(式 (29)) の弾性母Eと年齢の関係を示す。このグ ラフから、年齡の増加とともに弾性率も増加し、血管験 が硬くなっていることがわかる。このことは、臨床的な 結果とも良く一致している。また、ここで算出した弾性 率の最低値は0.5MPa程度であり、ヒト駆動脈の正常 ([参考文献4]参照)とよく一致し、この結果が安当 組織の弾性率に関する文献値 (0.31±0.22MPa) 【0162】図8の (a) のグラフは南沿した数5 であるといえる。 70

【0163】図8の (b) のグラフは、ステイフネスパ ラメータBと年齡の関係を示す。 ステイフネスパラメー タBは、従来から血管壁の弾性的特性を評価する指標と **参照)。 ステイフネスパラメータ B は次式で示される。** [0164] 30

[数52]

図8の(4)のグラフは、30歳代~60歳代の正常者 そのときの内圧変化からステイフネスパラメータ8を算 メータBも年齡とともに上昇する。したがってステイフ **つまり、血管内圧が変化したときにどれだけ血管騒が円** 出した結果を示している。その結果、ステイフネスパラ ネスパラメータBも図8の(a)の弾性母Eのデータと 周方向に伸びるかという血管壁の伸展性を装している。 において血管径の変化を前近した式(4)から算出し、 質径の変化とそのときの内圧変化をもとに算出される。 類似した傾向を示し、本結果は妥当であると考えられ [0165] ここで、pe. pe. de. de はそ力 の最小値である。このステイフネスパラメータB| れ、最高血圧、最低血圧、動脈直径の最大値、動 \$

-12-

[0166]また、動脈壁の厚み変化を算出する際に血 管径の変化な d (t) を同時に算出し、次式によりポアン ソモッの貸田もたなった。

[0167]

[\$X 5 3]

なると小さくなるため、この傾向は安当であると考えら [0168] ここで、 Ada. ds. Aha, ha はそ 5. 図8の (c) のグラフは、30歳代~60歳代の同 れる。駆動脈のボアソン氏は、腹部大動脈のボアソン比 **に比べかない値となったいるが、いの色向はフットにお じると考えられる。しかし、このポアソン
比も恒倍径** 液化の項を合むため、変形した動脈吸の幹価の際には周 **街、動原戦厚度化の最大値、拡張期末期の動脈蝗厚であ** グラフから明らかなように、ポアソン比は年齢とともに いても確認されており、動脈頭の組成の違い等により生 **低下するという傾向がみられた。ポアソン比は翳が硬く** じ正常者に関してポアソン比。を算出した結果を示す。 れぞれ、動脈直径変化の最大値、拡張期末期の動脈直 所的な評価が困難となる可能性がある。

20

弹性器 (MPa) 3.47 0.51 0.61 0.32 0.37 内閣からの欲々 (画) 0.00-0.75 0.75 - 1.501.50 - 2.252.25 - 3.003.00-3.75

3.75-4.50

韓択器、27はサンブル位置発生器、28はトラックボ 路、23はRF信号発生器、24はプローブ選択器、2 ール、29は増幅器、30は直交検波器、31はBーm odoAメージ投斥液瞳、32は動脈脳肝風帯液プロー **ど、33は心臓製用組音改プローグ、34ほサンプリン** グ信号発生器、35はオシロスコープ、36はリアルタ 5はフレーム観別信号発生器、26はB/M-mode パモ、21は組膏液診断システム、22は周波数変換 イムシステム、37、38ロシグナルプロセッサロS

E. H. Frank, et al: " Structure-dependent dynamicme pacteresic plaque?. "Circulation vol. 83, pp. 1764-177 * [0169] (参考文献4) R.T.Lee, A.J.Grodzinsky, chanical benavior of fibrous caps from human ather

(参考文献5) F.Hansen, P.Mengell, B.Smesson, et a Diameter and compliance in thehuman common ca rotid artery-variation with age and sex," Ultrasou nd inMedicine and Biology, vol. 21, 1995:1-9.

図9は、さらに動脈硬化性向についての何らかの危険因 (a) は、46名の有危険因子群について各被験者の動 子を有する被験者群(有危険因子群)を対象として頸動 **脈硬化危険率の値に対する虹動脈陸弾性率Eの分布を調** 駅の局所弾性率を計測した結果を示している。 図9の

格群について、年齢別の顕動駅壁弾性率Eの分布を調べ ることがわかる。このように、白笛殿厚について徐米の 砂磨缶では何のの異無も認めのれなかりたとしても、本 る。図9の(h)は、血管翳に猝に顕著な肥厚が認めら れない46名の有危険因子群と対照のための10名の健 たもので、有危険因子群と随常群との間に有意の差があ べたもので、両者の間に有意の相関があることがわか

[0170]また本発明システムによれば、数1に例示 するように、血管酸の各層ごとの局所的弾性母を計画す ム)の存在およびその位置と硬さや大きさなどを検出す ることが容易であるため、血質器内の発腫(アテロー 発明システムでは異常を検出することが可能になる。 ることができ、的確な診断を可能にする。

↑ 夕囡 ↑ 数1:アテロームの内腔面からの各深さごとの単性率 1.39

により血管を赴査して、血管微小擬動の情報を含む断層 性を検出し、画像化して安示するリアルタイムシステム M—modeイメージ数形数層、43はギーボード、4 【0172】図示のシステムは大きく分けると、組音波 信号を取得する超音波診断システム21と、断層信号を 联時間が解析した、自衛観の題館色な野紅母数分毎の特 は、従来からある超音故診節システムの機構と基本的に は同じものである。リアルタイムシステム36が本発明 ンパータ・デジタル1/0、41はロ/Aコンパータ、 36の二つからなっている。 超音液勢 型ツステム21 4はハードディスク装置HDDである。 **\$** ハードウエア構成の一倒を図10に示す。 図10にお 本発明による血管液を診断システムを専用できる好適な (9) 由管府役勢斯システムの奥施倒構成

[0173] 超音被診断システム21において、周故数 変換器22は、40MHzのmain clockかち 夜信号は、プローブ選択器24により選択されている超 向けて放射するとともに、その反射液を受信する。受信 パースト状の超音液信号が発生される。発生された超音 音波プローブ32または33~出力される。超音波プロ **ープ32または33は、超音版ピームを被験者の体内に** ら、直交検波器30で直交検波され、同相信号と直交信 号を生じる。同相信号と寘交信号は、アナログ信号形式 4歳別信号発生器25からは、B/M-mode遊択器 26で疑択されたmodeに応じたフレーム観別信号が ボール28の操作に応じて散定されるサンプル取り出し れ、10MH2のclockとともにサンプリング信号 でリアルタイムシステム36〜出力される。 またフレー 【0174】サンプル位置発生器27からは、トラック 発生器34に供給される。サンプリング信号発生器34 は、To の期間内において、サンプル位置信号が規定す フレームトリガによりRF信号発生器23が駆動され、 フレームトリガと10MHzのclockを生成する。 された組音液信号は、増幅器29により増幅されてか タイミング位置を規定するサンプル位置信号が発生さ 発生され、リアルタイムシステム36〜出力される。

[0175] リアルタイムシステム36においては、A 媒体によったインストールされたり、ネットワーク上の /Dコンパータ・デジタル1/040とDSP31が入 がVME-busによって結合されており、EWS39 が行われる。これらのデータ解析処理を実行するための プログラムは、HDD44あるいはメインメモリに格納 力信号処理を行い、DSP38とD/Aコンパータ41 が出力信号処理を行う。DSP37,38とEWS39 の時間変化、弾性率等を求める本発明のデータ解析処理 されるが、CD-ROMやMOなどのリムーパブル記憶 ファイル装置からダウンロードされるようにすることが によって、血管の大板幅変位運動と微小板動、血管腔庫 コンベータ・デジタル!/040に供給する。

一ジはそれぞれ表示装置31と42に表示され、血管壁 [0176] B-modeイメージとM-modeイメ の硬さ分布イメージなどはオシロスコープ35を用いて カラー画像表示される。

3

変位の違いから血管翳内の組織の硬さ分布を求め、その CGなどの画像と同時に表示して、病変部の診断を容易

分布を示すカラー画像をB/M-modeやECG,P

特開2000-229078

一で計測することを可能にする。この結果、従来不可能 であった動脈盤及び発躍病変部の弾性特性の定量計測を 高精度に行って、その空間分布をリアルタイムで画像表 [発明の効果] 本発明によれば、血管運動の振幅数ミク るため、血質壁の厚み変化や狙みを数ミクロンのオーダ 発腫の易破裂性と安定性などを、臨床的に短時間で繰り ロンで数百Hzまでの速い版動成分を高精度に計測でき 返し評価して、的確な診断治療を行なうことができる。 示することが可能になり、動脈硬化や狭岩病変の造稿。

【図1】本発明の基本構成図である。 [図画の簡単な説明]

【図2】 組音核プロープによる空間走査方法の説明図で

[図3] 血管壁の微小変位変化液形計測処理説明

[図4] 反射波の検波液形の(複雑液形)のモデルの脱

[図5] 位相の変化だけを許す場合の整合観差の変化の 明図である。

【図6】 一拍での累穫変位を奪にする制約の必要性の脱 説明図である。

20

[図7] 血衝壁の弾性砕錬出法説明図である。 明図である。

【図8】30才代~60才代の健常者の頚動脈での計測結 果を示すグラフである。

[図9] 頚動脈の局所弾性率についての磁常群と有危険

因子群の分布を示すグラフである。

【図10】 価価院院診断システムの実施倒構成図であ

る中間のタイミング位置により 1 MH z のサンプリング クロックを発生し、リアルタイムシステム36のA/D [符号の説明]

1:人体 2: 体数 30

3 a: 血管の前壁

3 b: 血管の後翳

3 c:旅院的

4:超音液プローブ

6:超帝波信号発生器 5:超音液計測部

7:直交檢被器

8: 何枝フィルタ

40

9:南遊A/D変換器

11:大扳幅変位運動解析手段 10:ゲータ解析処単恕

12:微小振動解析手段 13:鹽庫解析手段

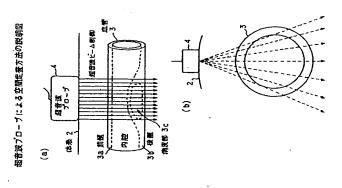
15:断層像作成手段

信号を実時間で解析処理して、血管の局部的な微小複動

20

P. 39はワークステーションEWS, 40はA/Dコ

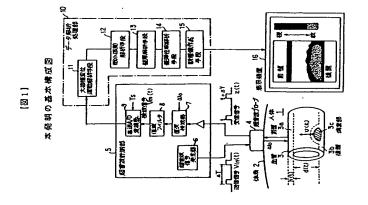
の要問であり、超音液診断システム21が取得した断層

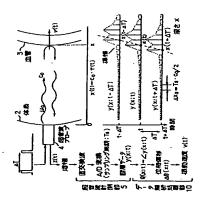


容置2000−229078

(12)

[82]





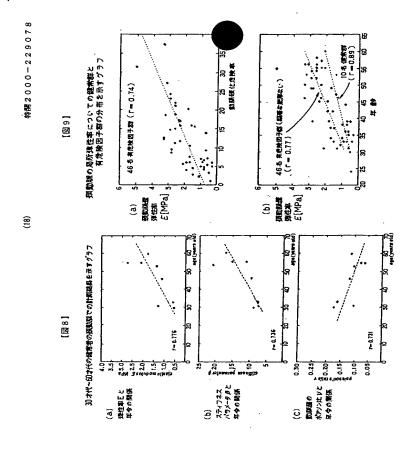
血管壁の被小変位変化破形計割処理費明図

[883]

15

-91-

-18-



梅開2000−229078

(E)

目信報の単位甲草出法税明図

一招での黒種変位を写にする制約の必要性説明図

[88]

8セード町高級

[図7]

bq用由型量 — gq用由高量 xnm3A 對大量の場下の

車数軽を値引すの内引ーご

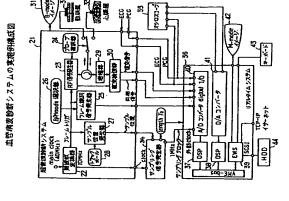
本分裂の製品組合物的 (1)可も = (1)3 (1)立立を まする代的の向な数半:(いろム

OR MENTS

血蜱方压 (mmHg)

-11-

[図10]



음

This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning Operations and is not part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

BLACK BORDERS

☐ BLACK BORDERS
IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
FADED TEXT OR DRAWING
BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
OTHER.

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.